

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-19054

(43)公開日 平成11年(1999)1月26日

(51) Int.Cl.⁸

識別記号

FI

A 6 1 B 5/022
 5/0245

A 6 1 B 5/02

3 3 3 B

310K

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 12 頁)

(21)出願番号 特願平9-181285

(22)出願日 平成9年(1997)7月7日

(71)出願人 390014362

日本コーリン株式会社

愛知県小牧市林2007番 1

(72)発明者 岡 亨

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株
式会社内

(72)発明者 高屋 正美

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株
式会社内

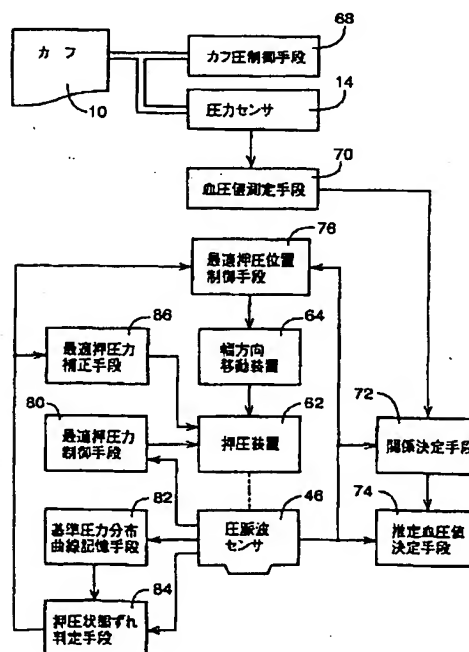
(74) 代理人 弁理士 池田 治幸 (外2名)

(54) 【発明の名称】 押圧補正型連続血圧監視装置

(57) 【要約】

【課題】 連続血圧監視中において圧脈波センサの装着ベルトの緩みや圧脈波センサによる押圧部位のなじみ変形或いは凹みが発生しても血圧監視精度が維持される押圧補正型連続血圧監視装置を提供する。

【解決手段】 推定血圧を用いた連続的な血圧監視において、押圧状態ずれ判定手段 84 により脈波センサ 46 の押圧力が最適押圧状態からずれたと判断された場合には、最適押圧力補正手段 86 によって、最適押圧位置制御手段 76 により脈波センサ 46 の押圧面 54 が最適位置に維持されたままの状態での脈波センサ 46 の押圧力が最適になるように補正される。このため、最適押圧位置確認作動や最適押圧力決定作動が起動させられることなく、圧脈波センサ 46 の手首 42 に対する押圧力が最適化されるので、速やかに血圧監視が継続される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体の動脈から発生する圧脈波を検出するために該動脈の幅方向に配列された複数の圧力検出素子を押圧面に有する圧脈波センサと、該圧脈波センサを生体の皮膚上から動脈に向かって押圧する押圧装置と、前記動脈の血管壁の一部が略平坦となるように予め決定した最適押圧力で該押圧装置により前記圧脈波センサを押圧させ且つその最適押圧力を維持させる最適押圧力制御手段と、予め設定された関係から前記圧脈波センサの圧力検出素子により検出された圧脈波の大きさに基づいて該生体の推定血圧値を逐次決定する推定血圧値決定手段とを備え、該推定血圧値によって前記生体の血圧値を連続的に監視する連続血圧監視装置であって、前記最適押圧力制御手段により前記圧脈波センサの押圧力が前記最適押圧力に維持され且つ前記推定血圧値決定手段により前記生体の推定血圧値が決定されている状態で、該脈波センサの前記動脈に対する押圧状態が最適押圧状態からのずれを判定する押圧状態ずれ判定手段と、該押圧状態ずれ判定手段により前記脈波センサの前記動脈に対する押圧力の前記最適押圧状態からのずれが判定された場合には、前記押圧装置により押圧されている前記圧脈波センサの最適押圧力を、その最適押圧状態からのずれが減少するように補正する最適押圧力補正手段とを、含むことを特徴とする押圧補正型連続血圧監視装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、生体の血圧値を連続的に監視している状態で、動脈に対して維持されていた圧脈波センサの最適押圧力を補正する押圧補正型連続血圧監視装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】生体の動脈から発生する圧脈波を検出するためにその動脈の幅方向に配列された複数の圧力検出素子を押圧面に有する圧脈波センサと、その圧脈波センサをその動脈に向かって押圧する押圧装置と、前記動脈の血管壁の一部が略平坦となるように予め決定した最適押圧力でその押圧装置により前記圧脈波センサを押圧させ且つその最適押圧力を維持させる最適押圧力制御手段と、予め設定された関係から前記圧脈波センサの圧力検出素子により検出された圧脈波の大きさに基づいてその生体の推定血圧値を逐次決定する推定血圧値決定手段とを備え、その推定血圧値によって前記生体の血圧値を連続的に監視する連続血圧監視装置が知られている。たとえば、特開平8-187230号公報などに記載された連続血圧監視装置がそれである。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】ところで、上記のような連続血圧監視装置の連続血圧監視期間内においては、圧脈波センサを生体に装着している装着ベルトの緩み、

圧脈波センサが連続的に押圧させられている押圧部位の皮膚および皮膚直下の組織のなじみ変形或いは凹みにより、当初の決定された最適押圧力による押圧でありながら最適押圧状態からずれてしまうことが発生するので、監視血圧の精度が低下するという不都合があった。

【0004】本発明は以上の事情を背景として為されたものであって、その目的とするところは、連続血圧監視中において圧脈波センサの装着ベルトの緩みや圧脈波センサによる押圧部位のなじみ変形或いは凹みが発生しても血圧監視精度が維持される押圧補正型連続血圧監視装置を提供することにある。

【0005】

【課題を解決するための手段】かかる目的を達成するための本発明の要旨とするところは、生体の動脈から発生する圧脈波を検出するためにその動脈の幅方向に配列された複数の圧力検出素子を押圧面に有する圧脈波センサと、その圧脈波センサを生体の皮膚上から動脈に向かって押圧する押圧装置と、前記動脈の血管壁の一部が略平坦となるように予め決定した最適押圧力でその押圧装置により前記圧脈波センサを押圧させ且つその最適押圧力を維持させる最適押圧力制御手段と、予め設定された関係から前記圧脈波センサの圧力検出素子により検出された圧脈波の大きさに基づいて生体の推定血圧値を逐次決定する推定血圧値決定手段とを備え、その推定血圧値によって前記生体の血圧値を連続的に監視する連続血圧監視装置であって、(a) 前記最適押圧力制御手段により前記圧脈波センサの押圧力が前記最適押圧力に維持され且つ前記推定血圧値決定手段により前記生体の推定血圧値が決定されている状態で、その脈波センサの前記動脈に対する押圧状態が最適押圧状態からのずれを判定する押圧状態ずれ判定手段と、(b) その押圧状態ずれ判定手段により前記脈波センサの前記動脈に対する押圧力の前記最適押圧状態からのずれが判定された場合には、前記押圧装置により押圧されている前記圧脈波センサの最適押圧力を、その最適押圧状態からのずれが減少するように補正する最適押圧力補正手段とを、含むことにある。

【0006】

【発明の効果】このようにすれば、推定血圧による連続的な血圧監視中において、押圧状態ずれ判定手段により前記脈波センサの前記動脈に対する押圧力の前記最適押圧状態からのずれが判定された場合には、最適押圧力補正手段により、前記押圧装置により押圧されている前記圧脈波センサの最適押圧力が、その最適押圧状態からのずれが減少するように補正される。したがって、たとえば、連続血圧監視中において圧脈波センサの装着ベルトの緩みや圧脈波センサによる押圧部位のなじみ変形或いは凹みが発生して最適押圧状態とするための押圧力が不足しても、最適押圧力補正手段により、押圧装置により押圧された圧脈波センサの押圧力がそれまで維持されていた最適押圧力から増加補正されて最適押圧状態からの

ずれが減少されるので、血圧監視精度が維持される。

【0007】

【発明の他の態様】ここで、好適には、前記推定血圧値決定手段は、前記圧脈波センサの押圧面において配列された複数の圧力検出素子のうち最適押圧力よりも低い比較的低い押圧力において、最大脈波振幅を出力する素子が圧力素子の中心となるように中心位置圧力検出素子を決定し、その中心位置圧力検出素子により検出された圧脈波の大きさと、カフを用いて測定した基準血圧測定値との予め求められた関係に基づいて、その中心位置圧力

検出素子から出力された圧脈波の大きさから前記生体の推定血圧値を逐次決定するものである。

【0008】また、好適には、前記押圧状態ずれ判定手段は、前記最適押圧力制御手段により前記圧脈波センサの押圧力が前記最適押圧力に維持され且つ前記推定血圧値決定手段により前記生体の推定血圧値が決定されている状態で、前記圧脈波センサの中心位置圧力検出素子により検出される圧力値の振幅範囲内において予め設定された圧力値が、中心位置圧力検出素子により検出されたときに、各圧力検出素子により検出された圧力値に基づいて、その圧力値を示す圧力軸と上記圧力検出素子の位置を示す位置軸との二次元座標においてその圧力値と圧力検出素子の位置との関係を示す押圧面における圧力分布曲線を求め、その圧力分布曲線と前記最適押圧力決定時

或いは対応関係の決定時において求めた圧力分布曲線すなわち基準圧力分布曲線との差異に基づいて前記圧力センサの最適押圧状態からのずれを判定するものである。

【0009】また、好適には、前記押圧状態ずれ判定手段は、前記基準圧力分布曲線の両端部に対して実際の圧力分布曲線の両端部のずれが予め設定された判断基準範囲内である場合には、圧脈波センサの最適押圧状態が維持されていると判定する。しかし、前記押圧状態ずれ判定手段は、前記基準圧力分布曲線の両端部に対して実際の圧力分布曲線の両端部が共に高い場合には、実際の押圧状態が最適押圧状態から押圧力増加方向へずれたと判定し、前記最適押圧力補正手段は、押圧装置に前記圧脈波センサの押圧力を減少させる。また、前記押圧状態ずれ判定手段は、前記基準圧力分布曲線の両端部に対して実際の圧力分布曲線の両端部が共に低い場合には、実際の押圧状態が最適押圧状態から押圧力減少方向へずれたと判定し、前記最適押圧力補正手段は、押圧装置に前記圧脈波センサの押圧力を増加させる。

【0010】

【実施例】以下、本発明の一実施例を図面に基づいて詳細に説明する。

【0011】図1は、本発明の押圧力補正型連続血圧監視装置の一構成例を示す図であって、たとえば手術中や手術後の患者の容態や、運動負荷試験中の生体などを監視するために用いられる。図において、10はゴム製袋を布製帯状袋内に有するカフであって、たとえば患者の

上腕部12に巻回された状態で装着される。カフ10には、圧力センサ14、排気制御弁16、および空気ポンプ18が配管20を介してそれぞれ接続されている。排気制御弁16は、カフ10内への圧力の供給を許容する圧力供給状態、カフ10内を徐々に排圧する徐速排圧状態、およびカフ10内を急速に排圧する急速排圧状態の3つの状態に切り換えられるように構成されている。

【0012】圧力センサ14は、カフ10内の圧力を検出してその圧力を表す圧力信号SPを静圧弁別回路22および脈波弁別回路24にそれぞれ供給する。静圧弁別回路22はローパスフィルタを備えており、圧力信号SPに含まれる定常的な圧力を表すカフ圧信号SKを弁別してそのカフ圧信号SKをA/D変換器26を介して演算制御装置28へ供給する。脈波弁別回路24はバンドパスフィルタを備えており、圧力信号SPの振動成分である脈波信号SM₁を弁別してその脈波信号SM₁をA/D変換器30を介して演算制御装置28へ供給する。この脈波信号SM₁が表すカフ脈波は、患者の心拍に同期して図示しない上腕動脈から発生してカフ10に伝達される圧力振動波であり、上記脈波弁別回路24はカフ脈波検出手段として機能している。

【0013】上記演算制御装置28は、CPU29、ROM31、RAM33、および図示しないI/Oポート等を備えた所謂マイクロコンピュータにて構成されており、CPU29は、ROM31に予め記憶されたプログラムに従ってRAM33の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行することにより、I/Oポートから駆動信号を出力して図示しない駆動回路を介して排気制御弁16および空気ポンプ18を制御する。カフ10を用いた血圧測定に際しては、たとえばカフ10内の圧力を所定の目標圧力まで急速昇圧させた後に3mmHg/sec程度の速度で徐速降圧させ、その徐速降圧過程で逐次採取される脈波信号SM₁が表す脈波の変化に基づいてオシロメトリック法により最高血圧値および最低血圧値などの血圧値（基準血圧値）を決定し、その決定した血圧値を表示器32に表示させる。

【0014】圧脈波検出ブロープ34は、図2に詳しく示すように、容器状を成すセンサハウジング36を収容するケース37と、このセンサハウジング36を橈骨動脈56の幅方向に移動させるためにそのセンサハウジング36に螺合され且つケース37の駆動部39内に設けられた図示しないモータによって回転駆動されるねじ軸41とを備えている。上記ケース37には装着バンド40が取り付けられており、上記容器状を成すセンサハウジング36の開口端が人体の体表面38に対向する状態で装着バンド40によりカフ10が巻回されていない側たとえば左側の手首42に着脱可能に取り付けられるようになっている。上記センサハウジング36の内部には、ダイヤフラム44を介して圧脈波センサ46が相対移動可能かつセンサハウジング36の開口端からの突出

し可能に設けられており、これらセンサハウジング36およびダイヤフラム44等によって圧力室48が形成されている。この圧力室48内には、空気ポンプ50から調圧弁52を経て圧力空気が供給されるようになっており、これにより、圧脈波センサ46は圧力室48内の圧力に応じた押圧力で前記体表面38に押圧される。なお、本実施例では、圧脈波センサ46の押圧力は圧力室48内の圧力(単位:mmHg)で示される。

【0015】上記センサハウジング36およびダイヤフラム44は、圧脈波センサ46を橈骨動脈56に向かって押圧する押圧装置62を構成しており、上記ねじ軸41および図示しないモータは、圧脈波センサ46が押圧される押圧位置をその橈骨動脈56の幅方向に移動させて変更する押圧位置変更装置すなわち幅方向移動装置64を構成している。

【0016】上記圧脈波センサ46は、たとえば、単結晶シリコン等から成る半導体チップから成る押圧面54に多数の半導体感圧素子(図示せず)が橈骨動脈56の幅方向すなわちねじ軸41と平行な圧脈波センサ46の移動方向に0.2mm程度の一定の間隔で配列されて構成されており、手首42の体表面38の橈骨動脈56上に押圧されることにより、橈骨動脈56から発生して体表面38に伝達される圧力振動波すなわち圧脈波を検出し、その圧脈波を表す圧脈波信号SM_iをA/D変換器58を介して演算制御装置28へ供給する。図3は、圧脈波センサ46により検出された圧脈波SM_iの一例を示している。

【0017】演算制御装置28のCPU29は、ROM31に予め記憶されたプログラムに従ってRAM33の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行し、空気ポンプ50および調圧弁52へ図示しない駆動回路を介して駆動信号を出力して圧力室48内の圧力を調節する。演算制御装置28は、たとえば連続血圧監視に際しては、圧力室48内の徐速圧力変化過程で逐次得られる圧脈波に基づいて橈骨動脈56の血管壁の一部を略平坦とするための圧脈波センサ46の最適押圧力P_{opt}を決定し、その最適押圧力P_{opt}を維持するように調圧弁52を制御する。また、演算制御装置28は、カフ10を用いて測定された最高血圧値BP_{sys}、および最低血圧値BP_{dia}と、上記最適押圧力P_{opt}が維持された状態で圧脈波センサ46の半導体感圧素子のうちの橈骨動脈56の真上に位置する中心位置圧力検出素子(アクティブエレメント)により検出された圧脈波の最高値P_{max}および最低値P_{min}とに基づいて、測定された血圧値BPと圧脈波の大きさP_m(絶対値)との間の対応関係を求め、この対応関係から、圧脈波センサ46により逐次検出される圧脈波の大きさP_m(mmHg)すなわち最高値(上ピーク値)P_{max}および最低値(下ピーク値)P_{min}に基づいて最高血圧値MBP_{sys}、および最低血圧値MBP_{dia}(推定血圧値すなわち監視血圧値)を逐次決定し、

表示器32においてその決定した最高血圧値MBP_{sys}および最低血圧値MBP_{dia}を1拍毎に数値表示させ、推定血圧値MBPを示す波形を連続的に表示させる。

【0018】上記対応関係は、たとえば図4に示すものであり、数式1により表される。この数式1において、Aは傾きを示す定数、Bは切片を示す定数である。

【0019】

【数1】 $MBP = A \cdot P_m + B$

【0020】図5は、上記のように構成された押圧補正型連続血圧監視装置における演算制御装置28の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。図において、血圧測定に際して、カフ圧制御手段68により変化させられるカフ10の圧迫圧力が圧力センサ14により検出される。血圧値測定手段70は、カフ10による圧迫圧力を2~3mmHg/sec程度で徐々に変化させる過程で得られた脈拍同期信号、たとえば脈波振幅或いはコロトコフ音の変化に基づきオシロメトリック法或いはコロトコフ音法に従って生体の最高血圧値BP_{sys}、平均血圧値BP_{mean}、および最低血圧値BP_{dia}(基準血圧値)を測定する。

【0021】関係決定手段72は、圧脈波センサ46の押圧面54に配列された複数の圧力検出素子のうち橈骨動脈56の真上に位置する中心位置圧力検出素子(アクティブエレメント)により検出される圧脈波の大きさP_mと血圧値測定手段70により測定された血圧値BPとの間の対応関係をたとえば図4に示すように予め決定する。推定血圧値決定手段74は、その対応関係から、圧脈波センサ46の押圧面54に配列された複数の圧力検出素子のうち、たとえば上記アクティブエレメントにより検出される圧脈波の大きさに基づいて生体の推定血圧値MBPを連続的に決定する。

【0022】最適押圧位置制御手段76は、初回の装着時など、押圧面54に配列された圧力検出素子のうちの最大振幅を検出するものが、配列位置のうちの端部に位置する場合など、所定の押圧位置更新条件が成立した場合には、押圧装置62により圧脈波センサ46を後述の最適押圧力P_{opt}よりも十分に小さい予め設定された比較的小さな第1押圧値P₁で押圧させ、その状態でその圧脈波センサ46の各圧力検出素子のうち最大脈波振幅を示すものが、その圧力検出素子の配列方向において予め設定された略中央部に位置するか否かを判断する。その判断が否定される場合、すなわち最大脈波振幅を示す素子が圧力検出素子の略中央部に位置しない場合には、圧脈波センサ46を体表面38から一旦離隔させるとともに、幅方向移動装置64により押圧装置62および圧脈波センサ46を移動させた後、再び上記の作動および判断を実行する。しかし、上記の判断が肯定した場合、すなわち圧脈波センサ46の各圧力検出素子のうち最大脈波振幅を示すものが、その圧力検出素子の配列方向において予め設定された略中央部に位置する場合は、最適

押圧位置が得られた状態であるので、上記最大脈波振幅を出力する圧力検出素子を中央位置圧力検出素子（アクティブエレメント）として設定し且つ記憶するとともに、最適押圧力制御手段80の作動を許容する。

【0023】最適押圧力制御手段80は、最適押圧位置制御手段76により最適押圧位置に位置させられた圧脈波センサ46の押圧力を連続的に変化させ、その変化過程で得た圧脈波に基づいて最適押圧力 P_{opt} を決定し、圧脈波センサ46を最適押圧力 P_{opt} にて押圧させる。ここで、最適押圧力 P_{opt} とは、たとえば図6に示すように、上記押圧力連続増加過程で圧脈波センサ46のアクティブエレメントから得られた脈波振幅の最大値を中心とする所定範囲内の押圧値、および/またはその押圧力変化過程で得た圧脈波信号 SM_1 の下ピーク値 S_{min} と圧脈波センサ46の押圧力とを示す二次元図においてその下ピーク値 S_{min} を結ぶ曲線（図6の破線）に形成される平坦部の中央を中心とする所定範囲内の押圧値である。

【0024】基準圧力分布曲線記憶手段82は、上記の最適押圧力 P_{opt} 決定時において、例えばアクティブエレメントにより検出される押圧力が、その振幅範囲内において当面の生体の血圧変動幅（%）よりも十分に内側となるように予め設定された圧力値、たとえばその最大脈波振幅の90%に相当する圧力となったとき、すなわち推定最低血圧値 MBP_{est} に脈圧の90%を加えた値に相当する圧力となったときの各圧力検出素子により検出される押圧力（圧力信号 SM_1 ）を縦軸とし、上記圧力検出素子の位置を横軸とする圧力分布曲線を基準圧力分布曲線（基準圧力ノグラム）として記憶する。

【0025】押圧状態ずれ判定手段84は、前記最適押圧位置制御手段76により圧脈波センサ46の押圧位置が前記最適押圧位置に維持され、前記最適押圧力制御手段80により圧脈波センサ46の押圧力が最適押圧力 P_{opt} に維持され、且つ前記推定血圧値決定手段74により前記生体の推定血圧値が逐次決定されている状態で、前記圧脈波センサの実際の圧力分布曲線と、前記基準圧力分布曲線記憶手段82において記憶された最適押圧力 P_{opt} における押圧時の基準圧力分布曲線とのずれを判定する。すなわち、上記押圧状態ずれ判定手段84は、アクティブエレメントにより検出される押圧力が前記基準圧力分布曲線決定時の押圧力と同じとなった時点において、各圧力検出素子によりそれぞれ検出された圧脈波に基づいて作成された実際の圧力分布曲線を求め、その圧力分布曲線の両端部と前記基準圧力分布曲線記憶手段82により最適押圧力 P_{opt} の設定時において記憶された基準圧力分布曲線の両端部とのずれに基づいて押圧面54の押圧力のずれを判定するのである。

【0026】たとえば、上記押圧状態ずれ判定手段84は、図7に示すように基準圧力分布曲線（実線）の両端部と前記圧力分布曲線（破線）の両端部との間のずれす

なわち圧力差が、予め設定された判断基準範囲内（たとえば $\pm 5 \text{ mmHg}$ ）である場合には、前記基準圧力分布曲線が決定されたときの押圧状態と現在の押圧状態とのずれはない、すなわち押圧力は適切であると判断する。なお、図7は圧力分布曲線の両端部のみに着目し、両端部の圧力差を特徴的に表した図である（図8、図9および図10についても同じ）。また、図8に示すように、基準圧力分布曲線（実線）の両端部と前記圧力分布曲線（破線）の両端部のずれが予め設定された範囲を越え、前記圧力分布曲線の両端部が基準圧力分布曲線の両端部より共に高い圧力である場合は、押圧装置62による押圧力が最適押圧状態から押圧力増加方向へずれたと判断する。また、図9に示すように、基準圧力分布曲線（実線）の両端部と前記圧力分布曲線（破線）の両端部のずれが予め設定された範囲を越え、前記圧力分布曲線の両端部が基準圧力分布曲線の両端部より共に低い圧力である場合は、押圧装置62による押圧力が最適押圧状態から押圧力減少方向へずれたと判断する。また、図10に示すように、基準圧力分布曲線（実線）の両端部と前記圧力分布曲線（破線）の両端部のずれが予め設定された範囲を越え、前記圧力分布曲線の片端部が基準圧力分布曲線の同じ側の端部より高い圧力であり、他方の端部が基準圧力分布曲線の同じ側の端部より低い圧力である場合は、単なる押圧力補正では解消できないと判断する。

【0027】最適押圧力補正手段86は、前記押圧状態ずれ判定手段84により押圧状態のずれが生じたと判断された場合に、前記基準圧力分布曲線の両端部と実際の圧力分布曲線の両端部との差が解消されるように、すなわち最適押圧状態からのずれが減少するように、押圧状態のずれの程度に応じて圧脈波センサ46を押圧している押圧装置62の押圧力を補正する。たとえば、図8に示すように、押圧装置62による押圧力が最適押圧状態から押圧力増加方向へずれた場合には、ずれの程度に応じて圧脈波センサ46を押圧している押圧装置62の押圧力を弱めるものであり、図9に示すように、押圧装置62による押圧力が最適押圧状態から押圧力減少方向へずれた場合には、ずれの程度に応じて圧脈波センサ46を押圧している押圧装置62の押圧力を強めるものであり、図10に示すように、単なる押圧力補正ではそのずれが完全には解消できない場合には、基準圧力分布曲線の両端部と実際の圧力分布曲線の両端部とのずれが最小となるように、圧脈波センサ46を押圧している押圧装置62の押圧力を補正するものである。

【0028】図11、図12は、上記演算制御装置28の制御作動の要部を説明するフローチャートであって、図11はメインルーチンを示し、図12は推定血圧の決定作動を連続的に実行しているときにおいて、圧脈波センサ46の押圧力を補正する押圧力補正制御ルーチンを示している。

【0029】図11のステップS1（以下、ステップを

省略する。)では、初回のS1の実行であるか否か、および前回に対応関係が更新されてからの経過時間が十数分乃至数十分程度に予め設定されたキャリブレーション周期を超えたか否かが判断される。通常はそのS1の判断が否定されるので、S2において所定の押圧位置更新条件(APS起動条件)が成立したか否か、たとえば、圧脈波センサ46の押圧面54に配列された圧力検出素子のうちの最大振幅を検出するものが配列位置のうちの端部に位置する状態となったか否かなどが判断される。

【0030】撓骨動脈56に対する圧脈波センサ46の押圧位置が正常範囲であれば、上記S2の判断が否定されるので、S3において、たとえば図4の対応関係を変化させる程に圧脈波センサ46の押圧条件を変化させる体動が検出されたか否か、或いは監視血圧値MBPが前回のカフ10を用いて測定された血圧値BPに対して大幅に変化したか否かなどに基づいて、血圧監視のための対応関係を更新するための起動条件或いは最適押圧力決定起動条件(HDP起動条件)が成立したか否かが判断される。

【0031】圧脈波センサ46の押圧条件に変化がなく、図4の対応関係が変化していないと考えられる場合は上記S3の判断が否定されるので、S8において1つの圧脈波が発生したか否かが圧脈波信号SM_iに基づいて判断される。このS8の判断が否定された場合はS1、S2、S3、S8が繰り返し実行させられることにより待機させられる。しかし、1つの圧脈波が発生し、S8の判断が肯定されると、前記推定血圧値決定手段74に対応するS9において、最適押圧力P_{opt}にて押圧されている圧脈波センサ46のアクティブエレメントからの圧脈波信号SM_iから、その波動の最高値P_{max}および最低値P_{min}が決定され、図4の対応関係からその圧脈波の最高値P_{max}および最低値P_{min}に基づいて推定最高血圧値MBP_{sys}および推定最低血圧値MBP_{dia}が決定され、表示器32に一拍毎に逐次表示されるとともに、図4の対応関係と圧脈波信号SM_iから決定された推定血圧値の連続波形が表示器32に表示される。

【0032】以上のステップが繰り返し実行されるうち、前回に対応関係が決定されてからの経過時間が予め設定されたキャリブレーション周期を超えると前記S1の判断が肯定されるので、S6においてカフ10を用いた血圧測定が実行された後、S7において対応関係が更新され、その後前記S8以下が実行される。すなわち、まず、前記血圧値測定手段70に対応するS6では、排気制御弁16を圧力供給状態に切り換え且つ空気ポンプ18を作動させてカフ10内の圧力を患者の予想される最高血圧値よりも高い目標圧力(たとえば180mmHg)まで昇圧した後、空気ポンプ18を停止させ且つ排気制御弁16を急速排圧状態に切り換えてカフ10内の圧力を3mmHg/sec程度に予め定められた急速降圧速度で下降

させることにより、この急速降圧過程で逐次得られる脈波信号SM_iが表す圧脈波の振幅の変化に基づいて、良く知られたオシロメトリック方式の血圧値決定アルゴリズムに従って最高血圧値BP_{sys}、平均血圧値BP_{mean}、および最低血圧値BP_{dia}(基準血圧値)が測定されるとともに、脈波間隔に基づいて脈拍数などが決定される。そして、その測定された血圧値および脈拍数などが表示器32に表示されるとともに、排気制御弁16が急速排圧状態に切り換えられてカフ10内が急速に排圧される。

【0033】次に、前記関係決定手段72に対応するS7では、圧脈波センサ46のアクティブエレメントからの圧脈波の大きさ(絶対値すなわち圧脈波信号SM_iの大きさ)と上記S6において測定されたカフ10による血圧値BP_{sys}、BP_{dia}との間の対応関係が求められ、更新される。すなわち、圧脈波センサ46のアクティブエレメントからの圧脈波が1拍読み込まれ且つその圧脈波の最高値P_{max}および最低値P_{min}が決定されるとともに、それら圧脈波の最高値P_{max}および最低値P_{min}とS6にてカフ10により測定された最高血圧値BP_{sys}および最低血圧値BP_{dia}とに基づいて、図4に示す圧脈波の大きさと血圧値との間の対応関係が決定されるのである。

【0034】初回の装着時など、圧脈波センサ46の撓骨動脈56に対する押圧位置がずれ、所定の押圧位置変更条件(APS起動条件)が成立する場合には、前記S2の判断が肯定されるので、前記最適押圧位置制御手段76に対応するS4のAPS制御ルーチンが実行される。このAPS制御ルーチンは、圧脈波センサ46の各圧力検出素子によりそれぞれ検出された圧脈波信号SM_iの振幅分布曲線の最大振幅を検出する素子が、圧力検出素子の略中心位置になるような最適押圧位置が決定されるとともに、そのときの最大振幅を検出する素子を中心位置圧力検出素子すなわちアクティブエレメントとして設定し、且つ圧脈波センサ46がその最適押圧位置に位置決めされた後、前記最適押圧力制御手段80に対応するS5のHDP制御ルーチンにおいて、圧脈波センサ46の押圧力が連続的に高められる過程で、撓骨動脈56の真上に位置するアクティブエレメントにより検出される圧脈波の振幅が最大となるときに押圧力が最適押圧力P_{opt}として決定され且つ更新され、圧脈波センサ46の押圧力がその最適押圧力P_{opt}にて保持される。そして、圧脈波センサ46がその最適押圧力P_{opt}にて押圧された状態で、以後のS6以下が実行される。また、S2において圧脈波センサ46の押圧位置が適切であると判断され、すなわちS2の判断が否定され、連続的に血圧監視が実行されている状態で前記S3の判断が肯定された場合には、上記S5のHDP制御ルーチン以下が実行される。

【0035】以下、上記メインルーチンにおいて、圧脈

液センサ46の押圧力がその最適押圧力 P_{opt} にて保持されて生体の血圧値が連続的に監視される作動中、すなわちS1、S2、S3、S8、S9が繰り返し実行される期間において、圧脈波センサ46の押圧力にずれが発生した場合に、圧脈波センサ46の押圧力のずれの程度を判定して、押圧力が最適になるように補正する押圧力補正制御ルーチンを、図12を用いて説明する。

【0036】図12のSS1では、関係決定手段72に対応するS7において図4に示す対応関係の更新（カフキャリブレーション）が実行されたか否か、或いは最適押圧力制御手段80に対応するS5において、圧脈波センサ46の最適押圧力 P_{opt} が更新されたか否かが判断される。このSS1の判断が否定された場合には、圧脈波センサ46の押圧力がその最適押圧力 P_{opt} にて保持され、SS3以降が実行される。しかし、このSS1の判断が肯定された場合は、前記基準圧力分布曲線記憶手段82に対応するSS2において、対応関係が更新されたときの圧力分布曲線あるいは最適押圧力 P_{opt} が更新されたときの圧力分布曲線が、基準圧力分布曲線として記憶される。この基準圧力分布曲線は、押圧力のずれを判定する基準となるものである。

【0037】次いで、SS3では、変動値を除去するために、前回の押圧力のずれ判定以後あるいは対応関係更新後からそれまでに1拍毎に得られた圧力分布曲線の平均演算が実行され、所定時間内で平均化された平均圧力分布曲線が得られる。そして、SS4では、拍数を計数する拍数カウンタCNの内容「N」が予め設定された判断基準値N₁以上となったか否かが判断される。この判断基準値N₁は、ずれ判定周期に対応するものであり、数拍乃至十数拍に相当する値が設定される。このSS4では、前回のずれ判定以後からの経過時間が予め設定された判断基準時間に到達したか否かが判断されてもよい。

【0038】当初は上記SS4の判断が否定されるので、SS5において上記拍数カウンタCNの内容「N」に「1」が加算された後、前記SS3以下が再び実行される。そして、上記SS3乃至SS5が繰り返し実行されるうち、上記SS4の判断が肯定されると、前記押圧状態ずれ判定手段84に対応するSS6において、前記基準圧力分布曲線の両端部に対する平均圧力分布曲線の両端部のずれが判定される。

【0039】ここで、押圧状態のずれの判定方法は、対応関係を更新したとき或いは、前回最適押圧力 P_{opt} が更新されたときに記憶された基準圧力分布曲線の両端部に対する前記平均圧力分布曲線の両端部のずれによって判断される。たとえば、図7に示すように基準圧力分布曲線（実線）の両端部と前記平均圧力分布曲線（破線）の両端部のずれが予め設定された判断基準範囲内（たとえば±5mmHg）である場合には、押圧力は適切であるすなわち前記基準圧力分布曲線が決定されたときの押

圧力と現在の押圧状態とのずれはないと判断してSS6の判断は否定される。そして続くSS7において、圧脈波センサ46の押圧力がそれまでの押圧力に保持される。

【0040】しかし、SS6の判断が肯定された場合には、最適押圧力補正手段86に対応するSS8において、SS6において判断されたずれの程度に応じて、最適押圧状態からのずれが減少するように押圧装置62の押圧力が補正される。たとえば図8に示すように、前記平均圧力分布曲線（破線）の両端部が基準圧力分布曲線（実線）の両端部より共に高い圧力である場合は、押圧装置62による押圧力が最適押圧状態から押圧力増加方向へずれたと判断し、基準圧力分布曲線の両端部と平均圧力分布曲線の両端部との差が解消されるように、そのずれの程度に応じて押圧装置62の押圧力が弱めらる。また、図9に示すように、前記平均圧力分布曲線（破線）の両端部が基準圧力分布曲線（実線）の両端部より共に低い圧力である場合は、押圧装置62による押圧力が最適押圧状態から押圧力減少方向へずれたと判断され、基準圧力分布曲線の両端部と平均圧力分布曲線の両端部との差が解消されるように、そのずれの程度に応じて押圧装置62の押圧力が強めらる。また、図10に示すように、圧脈波センサ46の押圧面54の押圧位置がずれ、前記アクティブエレメントが橈骨動脈56の真上からずれた状態では、前記平均圧力分布曲線（破線）の片端部が基準圧力分布曲線（実線）の同じ側の端部より高い圧力であり、他方の端部が基準圧力分布曲線の同じ側の端部より低い圧力となる。この場合は、両端部のずれが最小となるように押圧装置62の押圧力を補正する。そして続くSS12において、押圧力の補正時に得られた圧力分布曲線が基準圧力分布曲線として更新される。

【0041】上述のように、本実施例によれば、推定血圧を用いた連続的な血圧監視中において、押圧状態ずれ判定手段84（SS6）により圧脈波センサ46の手首42に対する押圧力のずれが判定された場合には、最適押圧力補正手段86（SS8）によって、最適押圧状態からのずれが減少するように、その圧脈波センサ46の押圧力のずれを補正する。このため、最適押圧位置確認作動や最適押圧力決定作動が起動させられることなく、圧脈波センサ46の手首42に対する押圧力が最適化されるので、速やかに血圧監視が継続される。

【0042】また、本実施例によれば、押圧状態ずれ判定手段84（SS6）は、推定血圧値決定手段74（S9）により生体の推定血圧値が連続的に決定されている状態で、逐次圧脈波センサ46より得られる圧力分布曲線の平均値すなわち平均圧力分布曲線の両端部と、対応関係更新時あるいは前回の押圧力補正時に得られた基準圧力分布曲線の両端部とのずれに基づいて、その押圧面の押圧状態のずれを判定する。この押圧状態のずれの判

定は、ずれの程度が基準値以内であれば押圧力を保持し、ずれの程度が基準値を越えたものであり、且つ上記基準圧力分布曲線の両端部よりも上記平均圧力分布曲線の両端部が共に高い圧力である場合は、最適押圧力補正手段 86 (SS8) により、最適押圧状態からのずれが減少する方向へ押圧装置の押圧力を弱めるものであり、上記基準圧力分布曲線の両端部よりも上記平均圧力分布曲線の両端部が共に低い圧力である場合は、最適押圧力補正手段 86 (SS8) により、最適押圧状態からのずれが減少する方向へ押圧装置の押圧力を強めるものであり、上記平均圧力分布曲線の片端部が基準圧力分布曲線の同じ側の端部より高い圧力であり、他方の端部が基準圧力分布曲線の同じ側の端部より低い圧力である場合は、両端部のずれが最小となるように押圧装置 62 の押圧力を補正するものである。このため、比較的正確且つ容易に圧脈波センサ 46 の押圧状態のずれを判定できる利点がある。

【0043】また、本実施例によれば、基準圧力分布曲線および実際の圧力分布曲線は、最適押圧力決定時において中心位置圧力検出素子により検出された圧力が、その変動幅（脈波振幅）内に決定された圧力値となった瞬間に各圧力検出素子の検出圧力値から決定されるので、圧力分布曲線が生体の血圧変動に影響されないため、最適押圧力の補正の精度が高められる利点がある。

【0044】以上、本発明の一実施例を図面に基づいて説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0045】たとえば、前述の図 12 の実施例では、平均圧力分布曲線を算出するための SS2、SS4、SS5 が設けられていたが、必ずしも設けられていなくてもよい。

【0046】また、前述の実施例では、カフ 10 が上腕に装着され且つ圧脈波センサ 46 が橈骨動脈の圧脈波を検出するために手首に装着されていたが、カフ 10 が大腿部に巻回され且つ圧脈波センサ 46 がそのカフ 10 が巻回されていない側の脚部の足背動脈の圧脈波を検出するために足に装着されていてもよいのである。

【0047】また、前述の実施例において、最適押圧力補正手段 86 によって圧脈波センサ 46 の押圧力が変更された場合において、推定血圧が所定値或いは所定割合以上変化した場合には、前記血圧値決定手段 70 に対応する S6 以下が自動的に実施されるようにしてもよい。

【0048】また、前述の実施例において、アクティブエレメントにより検出される押圧力が、最大脈波振幅の 90% に相当する圧力となったときの各圧力検出素子により検出される押圧力を用いて基準圧力分布曲線が算出されていたが、基準圧力分布曲線算出時のアクティブエレメントより検出される圧力は、最大脈波振幅の 90% に相当する圧力に限られず、80% 或いは 20% であってもよい。生体の血圧の変動があっても、アクティブエ

レメントにより検出される圧力であればよいのである。すなわち、基準圧力分布曲線が算出された時点のアクティブエレメントの圧脈波の最高値 P_{max} に近い値あるいは最低値 P_{min} に近い値でなければよいのである。

【0049】その他、本発明はその主旨を逸脱しない範囲において種々変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一実施例である押圧補正型連続血圧監視装置の構成を示すブロック図である。

10 【図 2】図 1 の実施例の圧脈波検出ブローブを一部を切り欠いて説明する拡大図である。

【図 3】図 1 の実施例の圧脈波センサにより検出される圧脈波を例示する図である。

【図 4】図 1 の実施例において用いられる対応関係を例示する図である。

【図 5】図 1 の実施例の演算制御装置の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図 6】図 5 の最適押圧力制御手段において決定される最適押圧力を説明する図である。

20 【図 7】図 5 の押圧状態ずれ判定手段におけるずれ判定の内容を説明する図であって、圧脈波センサの押圧力が適正である場合を説明する図である。

【図 8】図 5 の押圧状態ずれ判定手段におけるずれ判定の内容を説明する図であって、圧脈波センサの押圧力が最適押圧状態から押圧力増加方向へずれた場合を説明する図である。

【図 9】図 5 の押圧状態ずれ判定手段におけるずれ判定の内容を説明する図であって、圧脈波センサの押圧力が最適押圧状態から押圧力減少方向へずれた場合を説明する図である。

【図 10】図 5 の押圧状態ずれ判定手段におけるずれ判定の内容を説明する図であって、圧脈波センサの押圧位置がずれた場合を説明する図である。

【図 11】図 1 の実施例の演算制御装置の制御作動の要部を説明するフローチャートであって、メインルーチンを示している。

【図 12】図 11 のメインルーチンと平行して繰り返し実行される押圧状態ずれ補正制御ルーチンを示すフローチャートである。

【符合の説明】

10：カフ

42：手首（生体）

46：圧脈波センサ

56：橈骨動脈（動脈）

62：押圧装置

64：幅方向移動装置

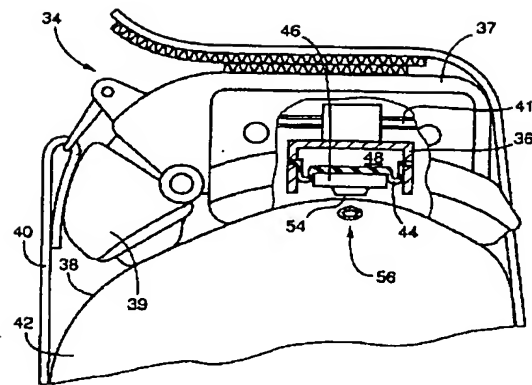
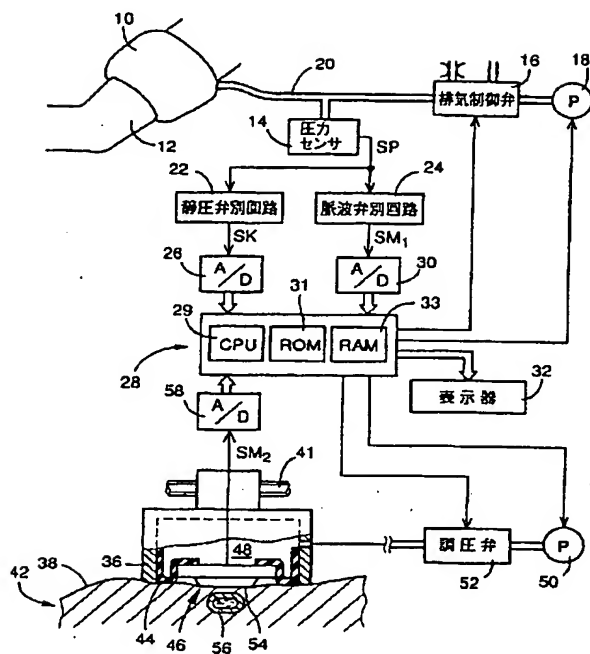
76：最適押圧位置制御手段

80：最適押圧力制御手段

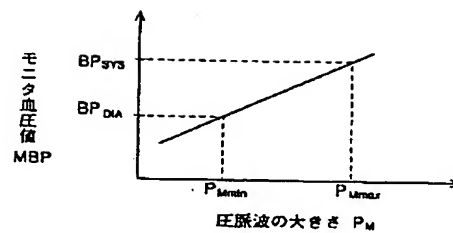
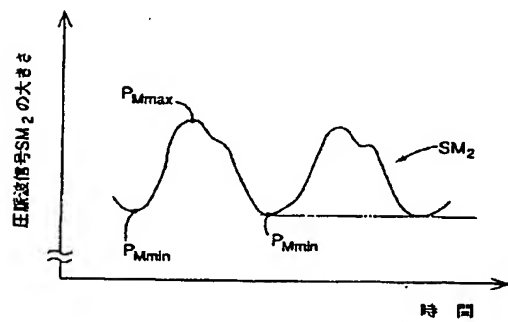
82：基準圧力分布曲線記憶手段

84：押圧状態ずれ判定手段

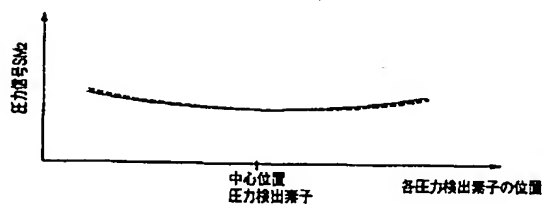
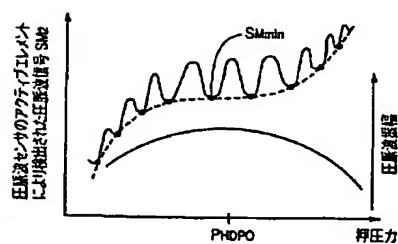
【圖 2】



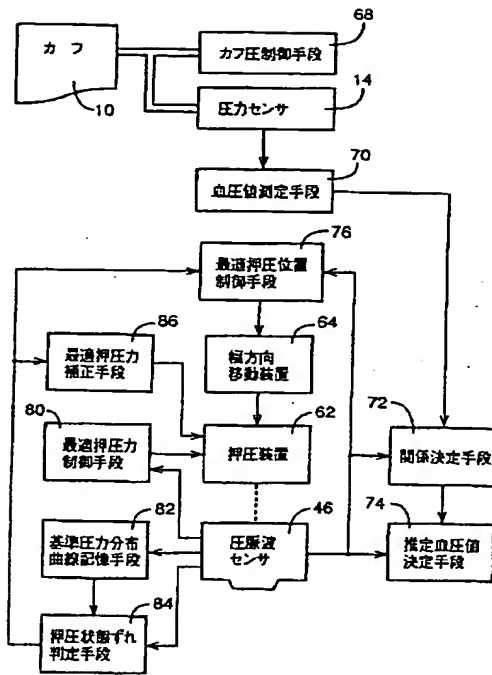
【図4】



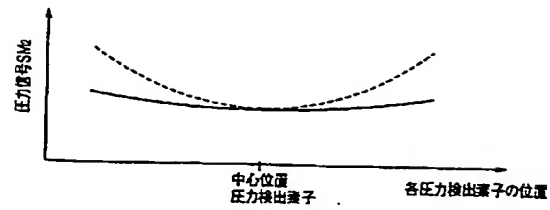
【圖 7】



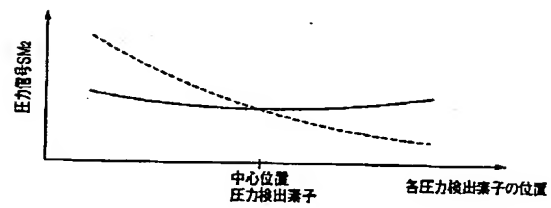
【図5】



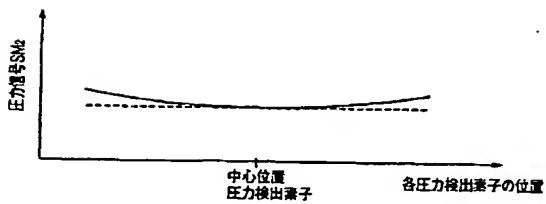
【図8】



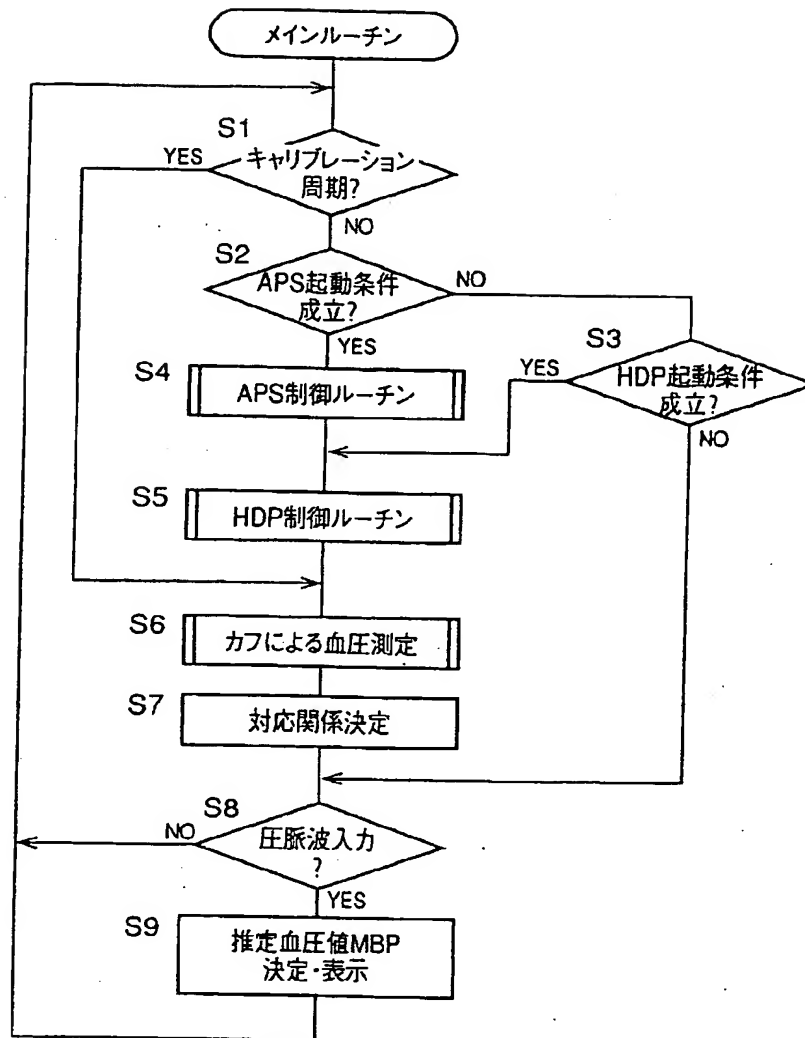
【図10】



【図9】



【図11】



【図12】

